

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A)

昭55—2416

⑫ Int. Cl.³

A 61 B 5/04

G 01 N 27/30

27/56

識別記号

庁内整理番号

7309—4C

7363—2G

7363—2G

⑬ 公開 昭和55年(1980)1月9日

発明の数 1

審査請求 未請求

(全10頁)

⑭ 生体用電極

二三愛荘

⑮ 特 願 昭53—74530

⑯ 出 願 人 薄準一

⑰ 出 願 昭53(1978)6月20日

武蔵野市吉祥寺北町四丁目七一

二三愛荘

⑱ 発 明 者 薄準一

⑲ 代 理 人 弁理士 伊藤貞

外2名

武蔵野市吉祥寺北町四丁目七一

明 細 書

発明の名称 生体用電極

特許請求の範囲

シリコン基体上に酸化シリコン膜を被着して成る生体用電極。

発明の詳細な説明

本発明は、心電図、筋電図、脳波測定等の生体情報を生体電気現象として観測する場合の生体に取着される生体用電極に係わる。

生体電気現象の観測に用いられる生体用電極としては、金属電極、ガラスベート電極などがあるが、ガラスベート電極は、高周波測定ができないという欠点を有し、金属電極は高周波数信号のとり出しには安定で通しているが低周波数に關しては不安定となる欠点を有する。この不安定の原因は、生体の組織液や導電性ペーストのような電解液を媒体として電気現象を伝えるので、金属と電解液界面で生ずる電気化学反応によるドリフト雑音によるものと考えられている。これは、金属が電子伝導体であるのに対して、電解液はイオ

ン伝導体であるため、両者の伝導機構が異なり、その界面での電荷の授受が化学反応を伴うためと考えられる。また、金属-電解液間には電極電位や分極電圧のような直流電位が生じており、これが、生体現象を電気信号として検出する検出回路の増幅器を飽和させ、これがため波形歪を起すという弊害も生ずる。

一方、生体用電極として、要求されることは、検出回路の増幅器の入力インピーダンスに比べ、電極自身のインピーダンスを低くすること、電極と電解液界面で生じる雑音、及びドリフトを小さくすること、機械的に強く、腐蝕しないこと、更に、生体への侵襲が臨界、容易であること、安価であることなどである。

そして、上述した電気化学反応による電荷の授受を少なくし、その不安定性から生じるドリフト雑音を少なくできる生体用電極として、金属と生体の皮膚(電解液)との間に誘電体を介挿させ、この誘電体による静電容量を介して生体の交差信号を検出する電極が提供された。このように、誘

電体を用いたものにおいては、直流平衡電位が入力に現われることによる前述した増幅器の飽和を回避でき、ドリフト雑音を小さくすることができ、更に、生体への振動に当って導電ペーストを用いる必要もないので長時間モニタに好適である。また、その絶縁性によつて電撃防止効果があるなどの利点がある。

従来、この種誘電体を用いた生体用電極としては、アルミニウム、或いはタンタルより成る金属材料の表面を酸化してこの酸化物より成る誘電体を形成したものや、誘電体としてタンタルバリウム酸化物を用いたものがあるが、アルミニウムの酸化によるものは、生体の塩素イオンによつて酸化膜が劣化して耐久性がないという欠点がある。これに比し、タンタル酸化によるものは、耐久性はすぐれているが、価格が高いという欠点がある。またタンタルバリウムを用いたものは、機械的に強く、静電容量を大きくすることができるので、交差信号を検出し易くなるが、反面、これは圧電効果を有するので生体への振動

(3)

成分の歪みの検出が容易となり、その温度依存性も小さく、安定した特性を有し、ドリフト雑音の減少も十分満足できる生体用電極を提供するものである。

以下、本発明による生体用電極について詳細に説明する。第1図は、本発明による生体用電極の一例を示し、図中(1)は本発明による生体用電極を全体として示す。

本発明においては、シリコン基体、例えば単結晶シリコン基体(2)の主面(2a)を表面に仕上げ、この主面(2a)に誘電体膜として、特に酸化シリコン Si_2N_4 膜(3)を被覆する。(4)は、生体を示し、この生体(4)に対し、電極(1)が、図示しないが振動テーブル等によつて、その酸化シリコン膜(3)が生体(4)に接触するように取替される。(5)は、基体(2)側より導出された導線で、例えばインピーダンス変換器(6)を介して検出回路に接続される。

酸化シリコン膜(3)は、モノシラン(SiH_4)—アミン(NH_3)系の低圧気相成長法、いわゆるCVD法(Chemical Vapor Deposition)によつ

(5)

特開昭55-2416(2)

に際しては、その圧電効果による影響を考慮して細心の注意を払つて装置することが必要であるという不安定性と手間の問題がある。

このような欠点を回避するものとしてシリコンウエハを用い、その表面を熱酸化して酸化膜、即ち誘電体膜を形成するようにした生体用電極が提案された。ところが、この構成による電極は、その特性が比較的不安定であるとか、ドリフト雑音が十分低減できないとかの欠点がある。

そして、他の生体用電極として、金属材料上、高圧によつて酸化けい素膜より成る誘電体膜を被覆した電極が、本発明者によつて提案された。この電極は、安定した特性を示し、また、その誘電体膜の特性、特に誘電率、厚さ、絶縁性の選択の自由度が増し、ドリフト雑音も可視改善されるものである。

本発明は、上述した酸化シリコンの誘電膜による誘電体膜を用いた生体用電極と同様に圧電効果による不都合がなく、しかも、この酸化シリコンの誘電膜に比し、2〜3倍の誘電率を有し、低周

(4)

でシリコン基体(2)上に生成し得る。このCVD法は、シリコン基体(2)に対する窒素の直接反応ではなく、低温での化学反応による異相成膜法で、この化学式は、一般的に、



と表わされる。そして、この酸化シリコン膜(3)はシリコン基体(2)上に気相成長させるための装置は、第2図に示すような通常の気相成長装置を用いる。即ち、例えば、高周波誘導コイル(7)が配置された石英炉心管(8)内に、キャリアガスとしての H_2 ガスと共に、モノシラン SiH_4 ガス、及びアミン NH_3 ガスを送り込む。(9)、(10)及び(11)は、各ガスの送給量を調節する弁である。炉心管(8)内にはシリコン基体(2)が配置される。シリコン基体(2)は、例えば厚さが250 μm で、丸て及び横が夫々約10mmの径の正方形をなし、表面が、(11)結晶面に沿うように切り出された比抵抗が $0.025\Omega \cdot cm$ の単結晶シリコンウエハを用い、これを十分洗浄し、表面に酸化膜をエッチングして除去して用いる。そして、このシリコン基体を炉心管(8)内に

(6)

配置した状態で炉心管(図内)を H_2 雰囲気に変換し、その後高周波誘導加熱を開始し、シリコン基板(2)が例えば $950^\circ C$ になるまで昇温し、この温度に約10分間保持した後、モノシラン SiH_4 ガスと、アンモニア NH_3 ガスとの混合比が、例えば1:200となるように、例えば SiH_4 ガスを5cc/分の流量で、 NH_3 ガスを14/分の流量で、 H_2 ガスを3.54/分で送り込む。このようにすると前記(1)式の反応によつてシリコン基板(2)の表面に塩化シリコン Si_2N_4 膜が析出して生成される。

このようにして析出生成される塩化シリコン膜の膜質及び膜厚は、各ガスの混合比、流量、反応処理温度等によつて決定できる。第3図は、上述したCVD条件において、反応処理時間と、生成される塩化シリコン膜の膜厚の関係を測定した結果を示すもので、反応時間5分間で約 1000Å 、15分間で 3000Å となる。

上述の本発明による電極(1)において、その塩化シリコン膜(3)の厚さは、これにピンホールが生ずるようなことがない程度の厚さに選ばれることが

(7)

である。第6図は、本発明による電極(1)と、従来の酸化シリコン膜を有する電極の直流抵抗の温度特性を測定した結果を示す。第6図中曲線⑧は第4図に説明した本発明による電極(1)における外周直線に対する直流抵抗値の測定値曲線で、曲線⑨は、第7図に示すように、シリコン基板(2)に 2200Å の厚さの SiO_2 膜を熱酸化法によつて被覆して成る従来の電極(図)において、 SiO_2 膜(2)上、 Au 層(2)を被覆して測定した同様の測定値曲線である。これら曲線⑧及び⑨を比較することによつて明らかなように、本発明による電極(1)は、通常の使用温度範囲で殆どその抵抗値が変化しないものであり、従来の電極(図)による場合に比し、温度依存性は格段的に改善される。即ち、従来の電極(図)では、 $20^\circ C$ における抵抗が $1.5\text{M}\Omega$ であるものが $80^\circ C$ では $400\text{K}\Omega$ に減少するが、本発明による電極(1)では、 $20^\circ C$ における抵抗が $600\text{K}\Omega$ であるものが、 $80^\circ C$ で $510\text{K}\Omega$ に低下するに過ぎない。

更に、静電容量と ω の温度依存性についても

(9)

特開昭55-2416(5)

要求されるが、反面、これが余り厚くなると、膜(3)に亀裂が生じてくるおそれがあるので、膜(3)の塩化シリコン膜(3)の厚さは、 500Å ～ 3000Å に選ばれることが望まれる。

次に、本発明による電極(1)についての導電性について述べるが、この導電性の測定は、第4図に示すように電極(1)の塩化シリコン膜(3)に、 50mm^2 の面積の金 Au 層(3)を蒸着し、この金 Au 層(3)とシリコン基板(2)に夾 \times 導電性物質(4)によつてリード線を取り出して端子 I_1 及び I_2 を導出する。この場合、 Si_3N_4 膜(3)の厚さは、 1000Å に選んだ。先ず、この電極(1)において、直流電圧電圧特性を測定した。その結果を第5図に示す。第5図中曲線⑩は Au 層(3)側を正電極とした場合、曲線⑪は Au 層(3)側を負電極とした場合である。これら曲線⑩及び⑪によつて明らかなように、この場合、正負非対称の特性を示し、 Au 層(3)側を負電極とするときは電圧 V に対し電流 I は、ほぼ直線的に増加しているが、 Au 層(3)側を正電極とするときは、 -1V 以下で、 $\log I$ 対 $\log V$ が直線的に減少し

(6)

$20^\circ C$ ～ $80^\circ C$ において測定した。第8図及び第9図は、夾 \times $20^\circ C$ ～ $80^\circ C$ における温度変化に対する静電容量及び ω の各値の測定値曲線で、曲線⑫及び⑬は、夾 \times 第4図に示した本発明による電極(1)の測定値曲線、⑭及び⑮は、夾 \times 第7図に示した従来の電極(1)の各測定値曲線である。これら曲線より明らかなように、本発明による電極(1)は、静電容量及び ω に關して、通常の使用温度範囲で、その温度依存性が極めて小さいことがわかる。特に、静電容量についてみるに、従来の電極(図)では、 $20^\circ C$ で 7.5nF を示していたものが、 $80^\circ C$ で 8.5nF となり、その変化量は $20^\circ C$ における容量の13%にも及ぶものであるに比し、本発明の電極(1)では、 $20^\circ C$ で 59nF であつたものが $80^\circ C$ で 59nF に変化するのみで、その変化量は $20^\circ C$ における容量のおよそ1.7%程度に過ぎない。

また、第10図及び第11図は、夾 \times 周波数に対するインピーダンス及び容量の変化を測定した結果を示し、曲線⑯及び⑰は、夾 \times 第4図に示した

(8)

本発明による電極(1)の各測定結果を示し、曲線図及び図は、第7図に示した従来の電極図の各測定結果を示す。この場合、交差電流は40mAに測定した。インピーダンスに関しては、電極(1)においても電極図においても、周波数fの増加と共にインピーダンスは減少しているが $\log f$ 対 $\log z$ は、いずれもほぼ直線的減少を示している。そして、周波数-静電容量特性に関しては、曲線図と図とを比較することによって明らかとなり、本発明による電極(1)においては、従来の電極図に比し、広い周波数範囲において平坦な特性を示している。即ち、従来の電極図では、0.1Hz~100Hzの範囲で、ほぼ一定の容量となるものであるに比し、本発明の電極(1)では、0.1Hz~500Hzの範囲で、ほぼ一定の容量を示す。即ち、本発明による電極(1)によるときは、従来の電極図に比し、より高い周波数の信号の検出が可能となることがわかる。

次に生理食塩液中での周波数静電容量特性を測定した。この場合、電極(1)は、第12図に示す

39

を用意し、同様の測定を行った。第14図中曲線図は、この SiO_2 -Si構造の周波数-静電容量特性である。これらの測定結果から明らかとなり、従来の SiO_2 -Si構造の電極によるときは、0.1Hz~30Hzという狭い周波数範囲でのみほぼ一定の容量を示すものであるに比し、本発明の電極(1)によるときは、0.1Hz~1kHzの範囲において一定の容量値を示す。即ち、本発明の電極(1)によるときは、高い周波数成分の信号の検出が可能となる。また、本発明による電極(1)では、単位面積当りの静電容量が大きくなるので、低い周波数成分の信号に関してもその検出が容易となる。

次に、同様の生理食塩液中での検査についてみる。この場合、測定に用いた増幅器は、入力インピーダンスが60M Ω 以上で、周波数帯域は、0.01Hz~1000Hzである。尚、ペンローダの周波数帯域はDC~20Hzである。第15図は、電極(1)の検査の測定結果であり、第16図はAg-AgCl電極のそれである。第15図及び第16図において、

39

特開昭55-2416(4)

より、透孔図を有する絶縁基板図上に、電極(1)の周辺を絶縁性阻層剤図によって被覆するように検査し、この被覆剤図によってシリコン基板図の周辺における濡れ電極を防止する。そして、基板図の表面には、基板図の透孔図を通じてリード線図を導電性阻層剤図によつてつづけ、このつづけ部を同様の絶縁性阻層剤図によつて覆う。尚、この電極(1)のシリコン基板図上の Si_3N_4 膜図の厚さは、1000Åで、その有効面積、即ち周辺の被覆剤図で覆われていない露出面積は約70mm²となつている。そして、この構造の電極(1)を、参照電極としてのAg-AgCl構造を有する電極図と共に、第13図に示すように、0.9%の食塩水溶液中に浸漬する。この場合、Ag-AgCl電極図は、電極(1)の有効面積の約300倍の面積に選ばれている。第14図中曲線図は、このようにして生理食塩液中中で測定した電極(1)の周波数-静電容量特性である。一方、第12図に示したと同様の構造とするも、誘電体膜として、第7図に説明したように SiO_2 膜を用いた従来の SiO_2 -Si構造の電極

39

構造の1目盛は10秒間を、たて軸の1目盛は1 μV を示す。これより明らかとなり、Ag-AgCl電極では、増幅器の入力抵抗時にける雑音と被覆剤等しい約2 μVpp の雑音が生じているに過ぎないが本発明による電極(1)では、約3 μVpp の雑音が生じていて、低い周波数のドリフトの雑音が生じている。しかしながらこの雑音は、従来の SiO_2 -Si電極に比しては可成り改善されたものとなつている。今、0.9% NaCl 溶液中、夫々第12図に説明した本発明による電極(1)と、 SiO_2 -Si電極と、Ag-AgCl電極とを浸漬し、このAg-AgClを参照電極として、夫々の電極との間のドリフトを測定した。第17図は打点ペンローダによつて推かせたドリフト測定結果で、同図中(a)はAg-AgCl電極、(b)は SiO_2 -Si電極、(c)は Si_3N_4 -Si電極のそれである。この場合、使用した増幅器の周波数帯域は、0.01Hz~1000Hzであり、打点ペンローダの周波数帯域は、直線DC~2Hzである。第17図において横軸の1目盛は2分を示し、たて軸の1目盛は50 μV を示す。これ

より明らかなように、 $\text{Ag}-\text{AgCl}$ 電極では、約 $50 \mu\text{Vpp}$ のドリフトが生じているに比し、従来の SiO_2-Si 電極では、その2倍の約 $100 \mu\text{Vpp}$ のドリフトが生じている。また、この SiO_2-Si 電極では、 $\text{Ag}-\text{AgCl}$ 電極に比較して高い周波数成分のドリフトが生じている。これに比し、第17図中(c)に示されるように、本発明による $\text{Si}_3\text{N}_4-\text{Si}$ 電極においては、約 $40 \mu\text{Vpp}$ のドリフトが生じているものの、 $\text{Ag}-\text{AgCl}$ 電極よりやや大きいという密度であり、 SiO_2-Si 電極の場合に比べては、格段的に減少している。

上述したように本発明による電極(1)は、温度依存性が小さく安定した特性を示し、高い周波数信号の検出も可能となり、ドリフト雑音の改善をはかることができる。

次に、本発明による電極によつて脳波測定を行う場合についてみる。

この場合、第18図に示すように、人体の前頭部、金属電極部と、本発明による $\text{Si}_3\text{N}_4-\text{Si}$ 構成を有する電極(1)と、従来の SiO_2-Si 構成を有

19

なもとと第20図に示す図が得られた。第20図中(a)は金属電極部によるもの、(b)は、本発明による電極(1)によるもの、(c)は SiO_2-Si 電極部によるものである。この場合、(a)と(b)では、即ち金属電極部と本発明による電極では、 α 波(10Hz付近)の存在が確認できるが、(c)の SiO_2-Si 電極部では、この α 波は、わずかに確認できる程度で、 β 波による波形の歪みが、このパターンに生じている。そしてこの SiO_2-Si 電極部によるものは、0~10Hzでの成分が多くなっている。これは、電極自体のドリフト雑音によるものと思われる。第19図(c)の脳波の波形で β 波が太くなくて狭われたことと一致する。そして、金属電極による場合、50Hz付近の成分が殆んど存在していないのに比べ、本発明による電極(1)と、 SiO_2-Si 電極においてこの付近の成分が存在していることや、第19図において、(b)及び(c)に示された本発明による電極(1)及び SiO_2-Si 電極部によつて測定された脳波が(a)の金属電極部の波形に比し、その β 波が太くなっているのは、

20

特開昭55-2416(5)

する電極部とを失くさす。耳をアースする。ここで、 $\text{Si}_3\text{N}_4-\text{Si}$ 電極(1)と、 SiO_2-Si 電極部とは β 波自体のインピーダンスが高いため、入力インピーダンスが50M Ω のインピーダンス変換器を各電極(1)及び部と検出回路との間に介在させる。金属電極部の頭部へのとりつけは、ペーストによつて行うが、電極(1)及び部のとりつけは正極テープによつて行つた。目を閉じた状態で測定した脳波は、第19図に示すようになった。第19図において(a)は、金属電極部によつて測定された脳波、(b)は本発明による電極(1)によつて測定された脳波、(c)は SiO_2-Si による電極部によつて測定された脳波である。金属電極部によるものでは α 波が確認され、本発明の電極(1)による場合においても α 波が確認されている。しかし、この電極(1)による場合、金属電極部による場合に比し β 波がやや太くなっている。これは、 β 波による雑音と思われる。そして、 SiO_2-Si 電極部による場合は、 β 波が更に太くなっている。雑音も多くなっている。この波形の周波数スペクトラ

21

これら電極(1)及び部に対し、インピーダンス変換器が直線的に接続されていないことによつて、各電極(1)及び部とインピーダンス変換器との間のリード線によつて除かれる雑音と思われる。

したがつて本発明による電極(1)を使用するに当つては、電極(1)とインピーダンス変換器とはできるだけ接近させて雑音を排し高いリード部分をできるだけ短くし、インピーダンスを低めてから検出回路に信号が送られるようにすることが望まれる。また、S/N比を向上させるには、電極(1)よりとり出された信号は、できるだけ雑音を除去し以前においてこれを増幅して検出回路に送られることが望まれる。更に、生体電気現象の測定をするに、人体に一定の電気信号を与えてその信号が生体電気現象によつて受ける歪を検出する場合、その人体に与える電気信号を得るための変調回路とその信号を検出する復調回路にかゝり、これら回路と電極とは、できるだけ接近させて両者間に介在するリード線は短くすることが望ましい。

そこで、電極(1)に対してできるだけ接近して設

22

特開昭55-2416(6)

けられることが望まれる回路、若しくは回路素子は、電極(1)を配置する電極構体内に設ける。しかしながら生体電極は、通常、これが損耗し易いので、比較的頻りに使い捨てが行われる。したがって、上述した要求から電極構体に、上述したような回路又は回路素子を配設するも、この回路又は回路素子は繰り返し使用することができよう。これに対し電極(1)を置換交換できるようにする。

このようにした電極構体の一例を図21図を参照して説明する。図中図はこの電極構体を全体として示す。この電極構体は電極(1)を保持する第1の部材(2)と、この第1の部材(2)と接合自在に連結され、上述したように、電極(1)に近接して接続されるべき例えば、半導体集積回路から成るインピーダンス変換器、増幅器、更にA.M.、P.M.各変調、取扱はこれの組合せによる変換を行う各変換器、及び復調器等の回路又は回路素子(3)を保持する第2の部材より構成される。

第1及び第2の各部材(2)及び(3)は、夫々絶縁体、例えば樹脂モールド体によつて構成し得る。第1

19

に、第1の部材(2)と第2の部材(3)とを嵌合させるとき、第1の部材(2)の導体部(4)の柱状部(5)と弾性的に接合する弾性接点部(6)を設ける。また、この部材(2)中には、インピーダンス変換器等の回路又は回路素子(3)が例えばこの部材(2)のモールド成型時に埋込まれる。そして、この回路又は回路素子(3)の入力端子リードは、例えば接点部(6)が接合された部材(2)に配置された導体部(4)に半田付け等をもつて電気的に接続される。そして、この第2の部材(3)から、回路又は回路素子(3)の出力端子リード等のリード線(7)が引出される。正及び負の各電圧端子リード線等が引出される。

更に、四部材の内面、例えば四部材の内周面又は底面の少くとも何れか一方には、部材(2)の成型と同時にこれと一体に、信号通路に杆等の裏が侵入することのないように環状の1本又は複数本の環(8)を設ける。

このように構成による電極構体は、脳波等の測定に当つて生体(1)の Si_3N_4 膜(3)が密着す

20

の部材(2)は、例えば円板ないしは円柱状に形成され、その一方の面(41a)に臨んで電極(1)を配置する凹部(4)が設けられる。この凹部(4)の底面には、金属導体部(5)が配置される。この導体部(5)には、これと一体に柱状部(6)が設けられ、部材(2)のモールド成型時にこの柱状部(6)が部材(2)を貫通して面(41a)とは反対側の面(41b)に露出するように埋込まれる。そして、凹部(4)内の導体部(5)に電極(1)を、シリコン基板(2)と導体部(5)とが電気的に連結されるように取付、絶縁性の接着剤(7)によつて、電極(1)を固定する。この電極(1)の Si_3N_4 の誘電体膜(3)の周縁部を除く大部分が面(41a)と径方向一平面内において外部に露出するようにする。また、部材(2)の面(41b)に片寄る側の周縁は、面(41a)側の周縁より小径となし、この小径部の外周に端子溝(8)を形成する。

第2の部材(3)は、例えば第1の部材(2)の大径部における外径と径同径の円板状ないしは円柱状に形成され、第1の部材(2)の端子溝(8)と嵌合する母線部を有する凹部(9)が設けられ、この凹部(9)内

21

るように圧入テープによつてとりつける。

上述の電極構体(2)によれば、これ自体にインピーダンス変換器等の回路又は回路素子(3)が内蔵されるようにしたので、この回路又は回路素子(3)と電極(1)との間に介在されるリード長を削減でき、これによつて雑音を低くするような現象を効果的に回避できるものである。そして、上述の構成によれば、電極構体(2)にインピーダンス変換器等の回路又は回路素子(3)を設けるものであるが、電極(1)が配置される部材(2)と、この回路又は回路素子(3)が配置される部材(3)とは別体に構成したので、部材(2)に対し、部材(3)のみを交換することによつて損耗の激しい電極(1)を新しい電極、即ち新しい部材(2)と交換しても、高価な回路又は回路素子(3)は、これを繰り返し使用できるという実用上の利益がある。

尚、上述した例では、電極構体(2)に本発明による電極(1)、即ち誘電体を用いた電極のみを配置したものであるが、或る場合は、第22図に示すように、第1の部材(2)の電極(1)が配置された面(41a)

22

特開昭55-2416(7)

に、電極(1)と並置して、金属電極(4)を配置し、電極(1)と金属電極(4)とを選択的に若しくは同時に使用するようにすることもできる。図示の例では、金属電極(4)を、電極(1)のまわりに環状に配置した場合である。第1の部材(2)中には、金属電極(4)下にこれと電気的に接続され、他方の部材(2)と接合される側の面に端部が導出された環状の導電体(5)を配置し、一方第2の部材(4)の、第1の部材(2)と連絡した状態で導電体(5)と電気的に接続する環状の導電体(6)を配置し、リード線(7)をもって外部に電気的に導出させるとか、回路(4)に直流増幅器等の金属電極(4)に連絡されるべき回路が具備されている場合には、これにリード線(7)を接続し、図示しないが回路(4)より必要なリード線を外部に導出し検出回路に導く。

このように金属電極(4)をも配置した構造とする時は、これによつて直流分の検出も可能となつて測定目的、原理に応じて本発明の誘電体による電極(1)と金属電極(4)との併用、利点を生かした測定ができるので、その測定目的、原理に応じて

図

電極と共にPH溶液に浸漬し、そのPHの値が夫夫4.0、5.4、8.5、9.2、10.5のものによつて夫々直流電圧電圧特性を測定すると第23図中曲線(4)〜(8)に示ようになる。これら曲線より明らかなように各溶液で、電圧が増加するにつれ、電流も増加する。このようにPHの変化によつてその直流電圧電圧特性が変化するのを、これを利用することによつて電極(1)を用いてPH測定を行うことができる。尚、このように、電極(1)は、PHによつてその特性が変化するが、これは直流に對しての現象であるので駆動等の測定において交流信号の検出に關してこのPHの依存性による問題は無い。尚、Ag-AgCl電極を正極とし、 Si_3N_4 -Si電極(1)側を負極とするときは、PH変化による電圧変化は認められず、また、不安定な特性を示した。

図面の簡単な説明

第1図は本発明による生体用電極の一例の構成図、第2図はその Si_3N_4 膜のCVD装置の構成図、第3図はその処理時間と膜厚の関係を示す図、第

図

生体に対し、電極(1)と並置の金属電極を貼り付ける手間や、測定条件の変化を来すような不都合を回避できる利益がある。

又、第21図及び第22図に示した例では、導体層(2)と母板(2)とを夫々部材(2)及び(2)を構成するモールド体に形成した場合であるが、或る場合は、これらモールド体に夫々導体層(2)及び母板(2)が施された金属筒体を接合し、それら金属筒体を電極(1)或いは(4)と回路(4)又は回路(4)或いはリード線(7)に接続することができる。即ちこれら金属筒体を前述の導電体又は(4)と、(4)又は(4)とに置き換えることができる。

尚、上述の本発明による Si_3N_4 -Si構成による電極(1)は、上述した駆動測定のみならず、心電図、筋電図等の測定のための電極として用いることができる。更にこの本発明による Si_3N_4 -Si構成による電極は、PH測定に用いることもできる。即ち、本発明による Si_3N_4 -Si構成の電極(1)を第12図に示したと同様の構成として、これを、電極(1)の有効面積の約300倍の面積のAg-AgCl構成の

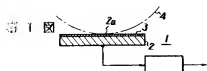
図

4図は本発明による電極の特性測定のための構成図、第5図はその直流電圧特性曲線図、第6図は直流抵抗-温度特性曲線図、第7図は比較例となる従来の電極の構成図、第8図は容量-温度特性図、第9図は ω - θ -温度特性曲線図、第10図はインピーダンス-周波数特性曲線図、第11図は容量-周波数特性曲線図、第12図は、本発明電極の他の特性の測定のための構成図、第13図はその測定原理図、第14図は容量-周波数特性曲線図、第15図及び第16図は検査測定原理図、第17図は打点式ペンレコーダによるドリフト測定結果を示す図、第18図は駆動測定の説明図、第19図は駆動の測定原理図、第20図は駆動検出の周波数スペクトラム、第21図及び第22図は夫々本発明による電極を用いた電極部体の例を示す拡大断面図、第23図はPH溶液中の直流電流特性曲線図である。

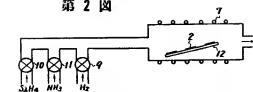
(1)は本発明による生体用電極、(2)はシリコン基体、(3)は Si_3N_4 誘電体膜、(4)は電極部、(5)及び(6)はその第1及び第2の部材である。

図

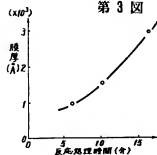
特開昭55-2416(B)



第2圖



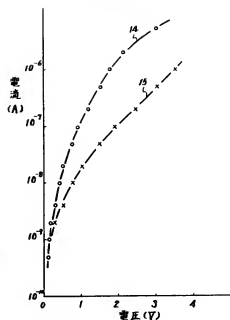
第3圖



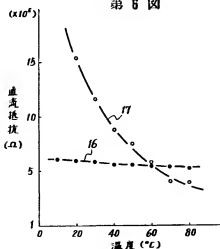
第4圖



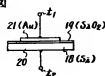
第5圖



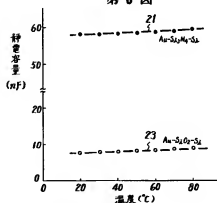
第6圖



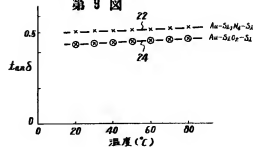
第7圖



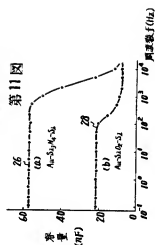
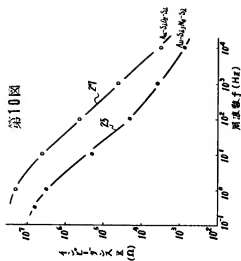
第8圖



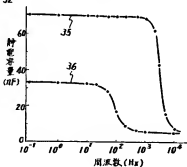
第9圖



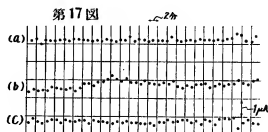
特開昭55-2416(9)



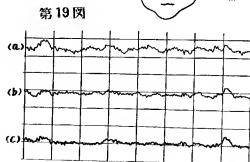
第14圖



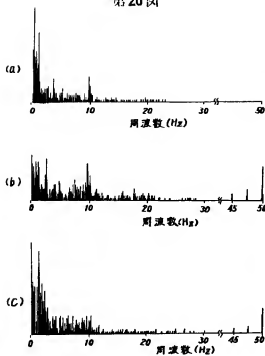
第15圖



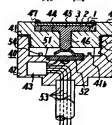
第18圖



第20圖

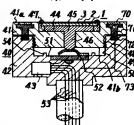


第21圖



特開昭55-2416(10)

第22圖



第23圖

